



⑮ **BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENTAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 42 33 467 A 1**

⑤ Int. Cl. 5:  
**A61 B 17/39**  
H 03 L 5/02

⑲ Aktenzeichen: P 42 33 467.5  
⑳ Anmeldetag: 5. 10. 82  
㉑ Offenlegungstag: 7. 4. 84

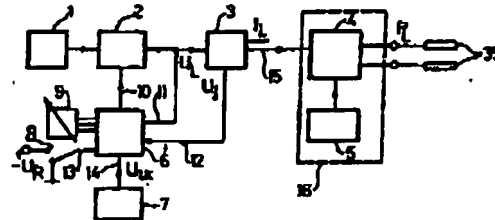
**DE 42 33 467 A 1**

⑦① Anmelder:  
Füzes, Ivan, Dr. Dipl.-Ing., Tuhl, HU  
  
⑦② Vertreter:  
Behn, K., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 82349 Pöcking

⑦③ Erfinder:  
gleich Anmelder

⑤④ Hochfrequenzeinrichtung für chirurgische Eingriffe mit lastabhängiger Leistungsregelung

⑤⑤ Hochfrequenzeinrichtung für chirurgische Eingriffe mit lastabhängiger Leistungsregelung, enthaltend chirurgische Elektroden (35), einen die Elektroden mit elektrischer Hochfrequenzenergie anspeisenden Generator (16) und eine den Generator antreibende steuerbare Speisquelle (2), wobei die Speisquelle in Abhängigkeit der Impedanz zwischen den Elektroden (35) gesteuert wird. Entsprechend der Erfindung wird die Speisquelle (2) durch Kombination einer negativen Rückkopplung der an den Elektroden (35) anliegenden Spannung und einer positiven Rückkopplung des die Elektroden (35) durchfließenden Stromes gesteuert.



**DE 42 33 467 A 1**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 03. 84 4/88 014/84/85

2/88

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine zu chirurgischen Eingriffen, zum Schneiden und/oder Koagulieren geeignete Hochfrequenzeinrichtung, wobei die elektrische Leistung, die den mit dem zu behandelnden Gewebeteil in Berührung kommenden Elektroden zugeführt wird, lastabhängig geregelt wird.

Die Hochfrequenz-Chirurgieeinrichtung beruht auf dem wohlbekannten physikalischen Prinzip, daß der elektrische Strom die Gewebe der Lebewesen erwärmt, wobei sich der Wassergehalt von intra- und extrazellulären Räumen verdampft und sich die Gewebeteile thermisch koagulieren. Es wird grundsätzlich zwischen monopolaren und bipolaren Koagulierungsverfahren unterschieden. Bei einer monopolaren Anordnung ist die großflächige, sog. neutrale Elektrode des Hochfrequenzgenerators auf einem vom Operationsplatz weiter entfernten Körperteil untergebracht, während die sog. aktive Elektrode durch ihre spitze, scharfe Form für die große Stromdichte auf dem Koagulationsort sorgt. Bei der bipolaren Anordnung fließt ein Hochfrequenzstrom ausschließlich zwischen beiden, als Elektroden ausgebildeten spitzen Enden einer Spezialzange mit isoliertem Griff. Dies ermöglicht eine bedeutende Reduzierung der verwendeten Spannung und eine feinere Operationstechnik.

Der verwendete Strom mit einer Frequenz zwischen 300 und 1500 kHz reist die Nerven- und Muskelgewebe nicht, so daß keine schädlichen physiologischen Wirkungen zustande kommen. Durch den hochintensiven Strom werden die Gewebe unter dem Druck des plötzlich freitretenden Dampfes gesprengt und anschließend wird die Koagulation durch Schrumpfen der zerstörten, mikroskopischen Teile beendet. Diese Wirkung wird in der Chirurgie zum Schneiden verwendet. Ein Strom mit kleinerer Intensität zerstört die Gewebe nicht, er koaguliert nur, um durch die darauf zustande kommende Schrumpfung die Gewebeformationen abzuschließen. In der Chirurgie wird diese Wirkung vornehmlich zum Abschließen von Blutgefäßen, zur Unterdrückung örtlich begrenzter Lokalhutungen verwendet.

Die ins zu koagulierende Gewebe einzuspeisende Wärmemenge hängt von der Intensität des Hochfrequenzstromes, vom elektrischen Widerstand des Gewebeteils und von der Dauer der Koagulation ab. Unzureichend, qualitativmäßig schlecht ist die Koagulation, wenn zu wenig Wärmemenge eingespeist wird. Zu hohe eingespeiste Wärmemenge führt zur Verkohlungs der Gewebe. Dies verursacht Schwierigkeiten für den Chirurg nicht nur durch die ungenügende Koagulation, sondern auch dadurch, daß sich die verkohlten Gewebeteile an der Elektrode bzw. den Elektroden anbrennen. Hierdurch wird unvermeidlich die Zerstörung der intakten umliegenden Gewebe verursacht, was feine chirurgische Eingriffe nach dieser Methode unmöglich macht, insbesondere bei Nerven-, Adern- und Augen Chirurgie. Zur Vermeidung dieser Nachteile wurden grundsätzlich zwei Verfahren ausgearbeitet.

Bei einem Verfahren wird die Gewebetemperatur direkt gemessen, und nach Erreichen des erforderlichen Temperaturwertes wird der Hochfrequenzstrom von den Elektroden automatisch abgeschaltet. Dieses Verfahren weist den Nachteil auf, daß zur Temperaturmessung in der Spitze der isolierten Elektroden (z. B. Bipolarpinzette), die sowieso recht fein ausgeführt sind, die Meßsonden eingebaut werden müssen.

Das andere Verfahren baut sich darauf, daß der spezifische Widerstand des lebendigen Gewebes am Anfang der Koagulation wegen des hohen intra- und extrazellulären Wassergehaltes wesentlich niedriger ist, als der des bereits getrockneten Gewebes am Ende der Koagulation. Die dem Gewebeteil zwischen den Elektroden zukommende Leistung kann während der Koagulation z. B. derart reduziert werden, daß mit Hilfe der Einrichtung eine Anspeisung konstanter Spannung sichergestellt wird.

Aus der EP A2 0 136 855 ist eine Einrichtung bekannt, bei welcher die Spannung am Gewebeteil und den den Gewebeteil durchfließenden Strom fortlaufend gemessen werden. Dementsprechend werden durch einen Mikroprozessor in recht kurzen Intervallen die momentane Impedanz des Gewebeteils und die zugeordnete Leistung errechnet, und der Mikroprozessor erzeugt dieser Leistung entsprechende Steuersignale für eine steuerbare Speisequelle. Über einem gegebenen Impedanzwert des Gewebes wird die Leistung wahlweise entweder entsprechend einer Anspeisung mit konstanter Spannung oder dem Quadrat der Gewebeeimpedanz umgekehrt proportional reduziert. Eine derartige Einrichtung hat jedoch einen ziemlich komplizierten Aufbau und ist dementsprechend kostspielig.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Hochfrequenz-Chirurgieeinrichtung zu schaffen, die billiger ist, als die, die zur Zeit mit gleicher Funktion auf dem Markt erhältlich sind, jedoch diesen von Zuverlässigkeit und koagulationstechnischen Parametern her mindestens gleichkommt. Die Lösung nach der Erfindung bedient sich der während der Koagulation ablaufenden Widerstandsänderung des Gewebes, aber — im Gegensatz zur bereits erwähnten Lösung — verwendet eine neue regelungstechnische Methode zur Leistungsregelung.

Die Erfindung betrifft also eine Hochfrequenzeinrichtung für chirurgische Eingriffe mit lastabhängiger Leistungsregelung, enthaltend chirurgische Elektroden, einen die Elektroden mit elektrischer Hochfrequenzenergie anspeisenden Generator und eine den Generator antreibende steuerbare Speisequelle, wobei die Speisequelle in Abhängigkeit der Impedanz zwischen den Elektroden gesteuert wird. Entsprechend der Erfindung wird die Speisequelle durch Kombination einer negativen Rückkopplung der an den Elektroden anliegenden Spannung und einer positiven Rückkopplung des die Elektroden durchfließenden Stromes gesteuert.

Die vorteilhaften Ausführungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen aufgeführt.

Die Einrichtung nach der Erfindung hat einen einfachen Aufbau, so kann sie mit verhältnismäßig wenigem Aufwand hergestellt werden, während die mit ihrer Hilfe erreichbare Charakteristik recht vorteilhaft ist mit Rücksicht sowohl auf die Güte der Koagulation, als auch auf die sicherheitstechnischen Anforderungen.

Die Erfindung wird in den folgenden anhand der Zeichnungen beschrieben, wo es zeigen:

Fig. 1 das Blockschema einer Ausführung der erfindungsgemäßen Einrichtung.

Fig. 2 ein regelungstechnisches Wirkungsschema der Regelungseinheit der Einrichtung nach Fig. 1.

Fig. 3 ein Schaltungsschema einer vorteilhaften Ausführung der Regelungseinheit.

Fig. 4 ein Diagramm, das die Leistung-Widerstand-Charakteristik der Einrichtung nach der Erfindung veranschaulicht.

In Fig. 1 stellt eine Speiseeinheit 1 von nicht geregelter

ter Gleichspannung für eine an sich bekannte, im Schaltbetrieb arbeitende regelbare Speisequelle 2 die erforderliche Gleichstromleistung sicher. Die Ausgangsgleichspannung  $U_L$  der Speisequelle 2 wird durch die Regelungseinheit 6 über eine Leitung 10 gesteuert. Die geregelte Spannung  $U_L$  speist über ein Strommeßelement 3, z. B. einen Serienwiderstand, und über eine Leitung 15 einen Hochfrequenz-Brückeninverter 4, der von einer Hochfrequenz-Rechtecksignalquelle 5 die Steuerung erhält, und dessen Ausgangsleistung  $P_L$  der Leistung der Koagulierung entspricht. Der Brückeninverter 4 kann in einer an sich bekannten Weise ausgebildet werden, vorteilhaft unter Anwendung von HEXFET Transistor-Schaltelementen. An Stelle des Brückeninverters 4 kann auch ein sog. Halbbrückeninverter verwendet werden. Die Rechtecksignalquelle 5 und der Brückeninverter 4 bilden einen Hochfrequenzgenerator 16, an dessen Ausgang Elektroden 35 angeschlossen sind. Die Frequenz der Rechtecksignalquelle kann z. B. 500 kHz betragen. Die am Eingang des Brückeninverters 4 anliegende Spannung  $U_L$  wird über eine Leitung 11 und eine dem Eingangsstrom  $I_L$  proportionale Spannung  $U_I$  wird über eine Leitung 12 der Regelungseinheit 6 zugeführt. Mit Hilfe eines Spannungsteilers 9 verstellbaren Teilungsverhältnisses, z. B. eines analogen oder digitalen Potentiometers, kann die Größe des zu koagulierenden Gewebetells berücksichtigt werden. Eine Einheit 7 zur Erzeugung eines Spannungsgrenzsignals speist über die Leitung 14 die Regelungseinheit 6 mit dem Spannungsgrenzsignal  $U_{LK}$ , mit dessen Hilfe die Größe der Koagulierenspannung eingestellt werden kann. Die Regelungseinheit 6 und damit die Einrichtung selbst kann über die Leitung 13 aktiviert bzw. blockiert werden, z. B. mittels eines Fußschalters 8. Wird der Fußschalter 8 betätigt, so wird die Leitung 13 mit der Spannung des Bezugspunktes (Masse) des Stromkreises belegt, und die Regelungseinheit 6 aktiviert. Wird der Fußschalter 8 losgelassen, so wird die Leitung 13 mit der Spannung  $+U_R$  belegt, die die Regelungseinheit 6 blockiert. Es ist möglich, die Einrichtung in anderer Weise zu aktivieren bzw. blockieren, z. B. durch Ein- und Ausschalten des den Brückeninverter 4 steuernden Hochfrequenzsignals der Rechtecksignalquelle 5.

Der Wirkungsgrad des Brückeninverters 4 bzw. des Halbbrückeninverters ist hoch und wenig lastabhängig. Dementsprechend ist der durch ihn verursachte ohmsche Eingangswiderstand mit dem an der hochfrequenten Ausgangsseite vorhandenen Lastwiderstand in engem Verhältnis. Aus diesem Grund werden nach der Erfindung das dem Laststrom proportionale Signal und das der am Lastwiderstand auftretenden Spannung proportionale Signal unmittelbar am Ausgang der Speisequelle 2 gemessen, was wesentlich einfacher ist, als die Messung des an den Elektroden 35 anliegenden Hochfrequenzsignals. Zur Messung des Hochfrequenzsignals soll, wie es aus den Patentschriften EP A1 0 219 568 und EP A2 0 237 795 hervorgeht, eine komplizierte Filterungsaufgabe gelöst werden.

Die durch die Regelungseinheit 6 vorgenommene Leistungsregelung wird anhand des regelungstechnischen Wirkungsschemas nach Fig. 2 erörtert. Das an der Leitung 11 vorhandene Spannungssignal  $U_I$  wird nach Durchlaufen eines Proportionalglieds 17 und eines Summierungsglieds 18 in einem Summen- und Differenzbildungsglied 19 vom Referenzsignal  $U_S$  an Klemme 29 abgezogen, und das Differenzsignal liefert nach Durchlaufen eines Verzögerungsglieds 20 erster Ordnung — wenn das Unterbrechungsmitglied 21 gesperrt ist — das

Ausgangssignal der Regelungseinheit 6 an der Leitung 10, welches die Speisequelle 2 steuert. Dieser erste negative Rückkopplungsweig 31 versucht, die Spannung  $U_L$  auf einem durch das Referenzsignal  $U_S$  bestimmten konstanten Wert zu halten.

Das an der Leitung 12 vorhandene, dem Strom  $I_L$  proportionale Spannungssignal  $U_I$  wird nach Durchlaufen eines Proportionalglieds 22 mit einem durch einstellbaren Parameter  $H$  festgelegten Übertragungsfaktor und eines Proportionalglieds 23 mit konstantem Übertragungsfaktor im Summen- und Differenzbildungsglied 19 zum Referenzsignal  $U_S$  addiert. Dieser zweite Rückkopplungsweig 32 stellt eine positive Stromrückkopplung sicher. Der Parameter  $H$  kann durch den Chirurg entsprechend der Größe des zu koagulierenden Gewebetells mit Hilfe des Spannungsteilers 9 nach Fig. 1 eingestellt werden.

Das an der Leitung 11 vorliegende Spannungssignal  $U_I$  erreicht über ein Proportionalglied 24 auch den positiven Eingang eines Schwellenglieds 25, an dessen negativem Eingang das über Leitung 14 ankommende Spannungsgrenzsignal  $U_{LK}$  anwesend ist. Das Schwellenglied 25 gibt an seinem Ausgang nur im Falle ein Signal ab, wenn das an seinem positiven Eingang anliegende Signal größer ist, als das an seinem negativen Eingang, und sein Ausgangssignal zur jeweiligen Differenz gleich ist. Das Ausgangssignal erreicht über ein Proportionalglied 27 einen der Eingänge des Summierungsglieds 18. Derart führt dieser dritte Rückkopplungsweig 33 eine negative Spannungsrückkopplung, wenn das am Ausgang des Proportionalglieds 24 anliegende, der Spannung  $U_I$  proportionale Signal das Spannungsgrenzsignal  $U_{LK}$  übersteigt.

Das an der Leitung 12 vorhandene Spannungssignal  $U_I$  erreicht auch den positiven Eingang eines Schwellenglieds 26, dessen negativer Eingang über Leitung 39 ein Stromgrenzsignal  $U_{IK}$  erhält, und dessen Ausgang über ein Proportionalglied 28 an einen weiteren Eingang des Summierungsglieds 18 erreicht. Dieser dritte Rückkopplungsweig 34 ermöglicht eine negative Stromrückkopplung, wenn das Spannungssignal  $U_I$  das Stromgrenzsignal  $U_{IK}$  übersteigt. In diesem Falle spricht das Schwellenglied 26 an, und läßt den Strom  $I_L$  nicht über den eingestellten maximalen Stromwert zu steigen. Die Summierungseinheit 30, die das Referenzsignal  $U_S$ , sowie die Signale der Zweige 31, 32, 33 und 34 vorzeichenrichtig summiert, kann auch von der geschilderten Ausführung abweichend aufgebaut werden.

Fig. 3 zeigt die schaltungstechnische Anordnung einer möglichen analogen Ausführung der Regelungseinheit 6. Das Referenzsignal  $+U_S$  erreicht über einen Widerstand  $R_{10}$  den Invertiereingang eines über Widerstand  $R_{13}$  und Kondensator  $C_1$  rückgekoppelten Operationsverstärkers 13, dessen nicht invertierender Eingang über Widerstand  $R_{12}$  an den Bezugspunkt des Schaltkreises angeschlossen ist. Mit Hilfe des Kondensators  $C_1$  kann die Zeitkonstante des Regelungskreises eingestellt werden. Die invertierte Spannung  $-U_I$  ist über einen Widerstand  $R_{11}$  ebenfalls am Invertiereingang des Operationsverstärkers 13 angeschlossen. Die dem Strom  $I_L$  proportionale Spannung  $U_I$  ist mit der Kathode einer ZenerDiode  $Z_1$  und mit einem Potentiometer  $P_1$  verbunden. Das Potentiometer  $P_1$  entspricht dem Spannungsteiler 9 in Fig. 1 und dient zur Einstellung des Parameters  $H$ . Das geteilte Signal wird vom Teilpunkt des Potentiometers  $P_1$  durch einen Widerstand  $R_1$  zum nicht invertierenden Eingang eines Operationsverstärkers 11 geführt. Zwischen Ausgang 37 des

Operationsverstärkers 11 und dem Bezugspunkt ist der aus Widerständen R3 und R2 aufgebaute Spannungsteiler angeschlossen, dessen Teilpunkt mit dem Invertiereingang des Operationsverstärkers 11 verbunden ist. Das am Ausgang 37 des Proportionalglieds 22 derart entstehende, verstellbare, strommäßig rückgekoppelte Signal wird über Widerstand R8 dem Invertiereingang des Operationsverstärkers 13 zugeführt.

Das Spannungsgrenzsignal  $U_{LX}$  wird aus der Speisespannung  $U_T$  durch ein Potentiometer P2 erzeugt und über Widerstand R4 dem nicht invertierenden Eingang eines Operationsverstärkers 12 zugeführt. Die invertierte Spannung  $-U_L$  erreicht über Widerstand R6 den nicht invertierenden Eingang des Operationsverstärkers 12. Der Ausgang des Operationsverstärkers 12 ist mit der Kathode einer Diode D1 verbunden. Der Operationsverstärker 12 ist als Schwellenglied 36 geschaltet, das mit der Zener-Diode Z1 sowie den Widerständen R4 und R6 die Schwellenglieder 25 und 26 nach Fig. 2 verwirklicht. Die Anode der Diode D1 ist über Widerstand R9 am invertierenden Eingang des Operationsverstärkers 13 angeschlossen.

Die Ausgangsspannung  $U_C$  des Operationsverstärkers 13 ist über Widerstand R15 mit dem invertierenden Eingang eines über Widerstand R18 rückgekoppelten Operationsverstärkers 14 verbunden, dessen nicht invertierender Eingang über Widerstand R17 am Bezugspunkt angeschlossen ist. Am invertierenden Eingang des Operationsverstärkers 14 ist ferner über Widerstand R14 der Ausgang eines Dreiecksignalgenerators 38, sowie über Widerstand R16 die Leitung 13 angeschlossen, an der beim Loslassen des Fußschalters 8 (Fig. 1) die Spannung  $+U_R$  bei Betätigung des Fußschalters 8 die Nullspannung auftritt. Mit dem Ausgang des Operationsverstärkers 14 ist über ein aus Widerstand R19 und Kondensator C2 aufgebautes Tiefpaß-RC-Glied der Eingang eines Komparators K von Referenzpegel Null verbunden, dessen Ausgang die Ausgangsleitung 10 der Regelungseinheit 6 bildet. Das Dreieckssignal des Dreiecksignalgenerators 38 wird nach Teilung am Spannungsteiler R14—R16 der Spannung  $U_C$  überlagert, so daß der Füllfaktor der durch den Komparator K ausgegebenen Impulsreihe von der Größe der Spannung  $U_C$  abhängig ist. Tritt die Spannung  $+U_R$  auf, nimmt der Ausgang des Operationsverstärkers 14 einen negativen Spannungswert auf, das heißt an den Elektroden 35 liegt keine Spannung an. Die mit dem Operationsverstärker 14 verwirklichte Schaltung spielt also auch die Rolle des Unterbrechungsglieds 21. Bei Betätigung des Fußschalters 8 erreicht an Stelle der Spannung  $+U_R$  die Nullspannung die Leitung 13, so daß der Regelungskreis wieder geschlossen wird. Der Widerstand R19 und der Kondensator C2 dienen zur Verhinderung von Transienten bei der Einschaltung.

Fig. 4 zeigt die Charakteristik Ausgangsleistung—Lastwiderstand ( $P_L—R_L$ ) der Einrichtung nach der Erfindung bei vier Werten des Parameters H, wobei der Wert des Spannungsgrenzsignals  $U_{LX}$  jeweils 2,5 V, 3,5 V, 5 V und 7 V beträgt. Diese Kurven sind Ergebnisse einer Rechnersimulation. Der Widerstand  $R_L$  ist logarithmisch aufgetragen. Die dickeren Linien zeigen die Charakteristiken. Diese bestehen aus einer durch das Stromgrenzsignal  $U_{LX}$  eingestellten Stromgeneratorstrecke A, wobei in der Regelungseinheit 6 die negative Stromrückkopplung des Zweiges 34 dominiert, einer auf die Spitzenwert der Leistung folgenden, absteigenden Strecke B, wobei die negative Spannungsrückkopplung des Zweiges 33 dominiert, sowie einer darauffolgenden,

steil abfallenden Strecke C, wobei die positive Stromrückkopplung des Zweiges 32 dominiert. Die mit dünnerer Linie gezeichnete Strecke D zeigt, wie sich die Leistung  $P_L$  ändern würde, wenn nach Erreichen des Maximalwertes die Ausgangsspannung  $U_L$  auf konstantem Wert gehalten wäre. Die Strecke C der Charakteristik nach der Erfindung ermöglicht einen Leistungsabfall, dessen Steilheit nicht nur der der Strecke D, sondern auch der Leistungsabnahme überlegen ist, die in der EP A2 0 136 835 vorgeschlagen und dem Quadrat der Lastimpedanz umgekehrt proportional ist. Dies ist mit Rücksicht auf den Vorgang der Koagulierung vorteilhaft.

Die Einrichtung nach der Erfindung läßt sich nicht nur nach dem gezeigten analogen, sondern auch nach einem digitalen Verfahren, mit Hilfe einer Mikroprozessoreinheit verwirklichen.

Die Einrichtung nach der Erfindung kann sowohl in einer bipolaren, als auch in einer monopolaren Elektrodenanordnung verwendet werden. Die Einrichtung weist vorteilhafte Eigenschaften bei Extremwerten des Lastwiderstands  $R_L$  auf. Nähert sich der Widerstand  $R_L$  dem Nullwert (Kurzschluß zwischen den Elektroden 35), so fließt wegen des praktisch strommäßigen Rückkopplungscharakters der Regelung (Strecke A) ein durch das Stromgrenzsignal  $U_{LX}$  festgelegter Kurzschlußstrom zwischen den Elektroden 35. Nähert sich jedoch der Widerstand  $R_L$  dem Unendlichen (Elektroden 35 getrennt), so liegt wegen des praktisch spannungsmäßigen Charakters der Rückkopplung durch den Zweig 31 (Strecke C bei hohen Widerstandswerten) eine durch das Referenzsignal  $U_R$  bestimmte Überwachungsspannung von z. B. 10 V an den Elektroden 35. Die Einrichtung weist eine reversible Charakteristik auf. So hat es keine schädliche Wirkung zur Folge, wenn der Chirurg nach einem Eingriff den darauffolgenden Gewebeteil derart behandelt, daß er mit dem Fußschalter die Spannung nicht abschaltet. Andererseits soll bei der Einrichtung nach der Erfindung die Spannung zwischen Koagulierungen an mehreren Punkten nicht unbedingt abgeschaltet werden.

#### Verzeichnis der verwendeten Bezugszeichen

- 1 Speiseeinheit
- 2 Speisequelle
- 3 Strommeßelement
- 4 Brückeninverter
- 5 Rechtecksignalquelle
- 6 Regelungseinheit
- 7 Einheit (zur Erzeugung des Spannungsgrenzsignals)
- 8 Fußschalter
- 9 Spannungsteiler
- 10 Leitung
- 11 Leitung
- 12 Leitung
- 14 Leitung
- 15 Leitung
- 16 Generator
- 17 Proportionalglied
- 18 Summierungsglied
- 19 Summen- und Differenzbildungsglied
- 20 Verzögerungsglied (erster Ordnung)
- 21 Unterbrechungsglied
- 22 Proportionalglied
- 23 Proportionalglied
- 24 Proportionalglied
- 25 Schwellenglied
- 26 Schwellenglied

27 Proportionalglied  
 28 Proportionalglied  
 29 Klemme  
 30 Summierungseinheit  
 31 Zweig  
 32 Zweig  
 33 Zweig  
 34 Zweig  
 35 Elektroden  
 36 Schwellenglied  
 37 Ausgang  
 38 Dreiecksignalgenerator  
 39 Leitung  
 A Strecke  
 B Strecke  
 C Strecke  
 C1, C2 Kondensator  
 D Strecke  
 D1 Diode  
 H Parameter  
 I1, ... I4 Operationsverstärker  
 I1 Strom  
 K Komparator  
 P1, P2 Potentiometer  
 P1 Leistung  
 R1, ... R19 Widerstand  
 R1 Widerstand  
 U0 Spannung  
 U1 Spannung  
 U1K Stromgrenzsignal  
 U1 Spannung  
 U1K Spannungsgrenzsignal  
 U2 Spannung  
 U3 Referenzsignal  
 U7 Speisespannung  
 Z1 Zener-Diode.

#### Patentansprüche

1. Hochfrequenzeinrichtung für chirurgische Eingriffe mit lastabhängiger Leistungsregelung, enthaltend chirurgische Elektroden, einen die Elektroden mit elektrischer Hochfrequenzenergie anspeisenden Generator und eine den Generator antreibende steuerbare Speisequelle, wobei die Speisequelle in Abhängigkeit von der Impedanz zwischen den Elektroden gesteuert wird, dadurch gekennzeichnet, daß die Speisequelle (2) durch Kombination einer negativen Rückkopplung der an den Elektroden (35) anliegenden Spannung und einer positiven Rückkopplung des die Elektroden (35) durchfließenden Stromes gesteuert wird.
2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Berücksichtigung der Größe des durch den chirurgischen Eingriff betroffenen Gewebetells das Maß der positiven Rückkopplung des die Elektroden (35) durchfließenden Stromes eingestellt werden kann.
3. Einrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die negative Rückkopplung der an den Elektroden (35) anliegenden Spannung derart ausgestaltet ist, daß im Falle einer Spannung, die eine Spannungsgrenze unterschreitet, die Rückkopplung kleiner, im Falle einer Spannung, die diese Spannungsgrenze übersteigt, die Rückkopplung größer ist.
4. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Steuerung der

Speisequelle (2) der die Elektroden (35) durchfließende Strom auch negativ rückgekoppelt wird, wenn der Strom eine Stromgrenze übersteigt, welche negative Rückkopplung von einem großen Maß ist, als die erwähnte positive Rückkopplung des Stromes.

5. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zur Steuerung der Speiseeinheit (2) eine analoge Regelungseinheit (6) vorgesehen ist, welche Regelungseinheit (6) einen ersten Zweig (31) zur negativen Rückkopplung der an den Elektroden (35) anliegenden Spannung und einen zweiten Zweig (32) zur positiven Rückkopplung des die Elektroden (35) durchfließenden Stromes aufweist.

6. Einrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Regelungseinheit (6) über den ersten Zweig (31) hinaus einen dritten Zweig (33) zur negativen Rückkopplung der an den Elektroden (35) anliegenden Spannung aufweist, in welchem dritten Zweig (33) ein erstes Schwellenglied (25) eingeschaltet ist.

7. Einrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß dem ersten Schwellenglied (25) eine Einheit (7) zur Einstellung des Schwellenwertes des ersten Schwellenglieds (25) angeschlossen ist.

8. Einrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Regelungseinheit (6) über den zweiten Zweig (32) hinaus einen vierten Zweig (34) zur negativen Rückkopplung des die Elektroden (35) durchfließenden Stromes aufweist, in welchem vierten Zweig (34) ein zweites Schwellenglied (26) eingeschaltet ist.

9. Einrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß sie ein das Ausgangssignal der Regelungseinheit (6) blockierendes, vorteilhaft mit einem Fußschalter (8) zu betätigendes Glied (21) enthält.

10. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Generator (16) eine Hochfrequenz-Rechtecksignalquelle (5) und einen mit gesteuerten HEXFET-Schaltelementen versehenen Brückeninverter (4) oder Halbbrückeninverter enthält, welcher Brückeninverter (4) oder Halbbrückeninverter mit seinem Spannungseingang dem Ausgang der Speisequelle (2) angeschlossen ist.

11. Einrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Rückkopplung der an den Elektroden (35) anliegenden Spannung und die Rückkopplung des die Elektroden (35) durchfließenden Stromes aufgrund der Ausgangsspannung bzw. des Ausgangsstromes der Speisequelle (2) geschehen werden.

12. Einrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Regelungseinheit (6) eine mit Operationsverstärker (13) ausgelegte Summierungseinheit (30) aufweist, an deren Summierungseingang der erste, der zweite, der dritte und der vierte Zweig (31, 32, 33, 34), sowie ein Referenzsignal (U<sub>3</sub>) der Regelungseinheit (6) angeschlossen sind, an ihrem Ausgang aber ein Eingang eines weiteren, signalsummierenden Operationsverstärkers (14) angeschlossen ist, und daß dem Eingang des weiteren Operationsverstärkers (14) einerseits der Ausgang eines Dreiecksignalgenerators (38), andererseits ein das Ausgangssignal der Regelungseinheit (6) blockierendes Glied auch angeschlossen sind.

13. Einrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß dem Ausgang des weiteren Operationsverstärkers (14) über ein Tiefpaßfilter (R19, C2) ein Komparator (K) angeschlossen ist, wobei der Ausgang des Komparators (K) den Ausgang (10) der Regelungseinheit (6) bildet.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

10

15

20

25

30

35

40

45

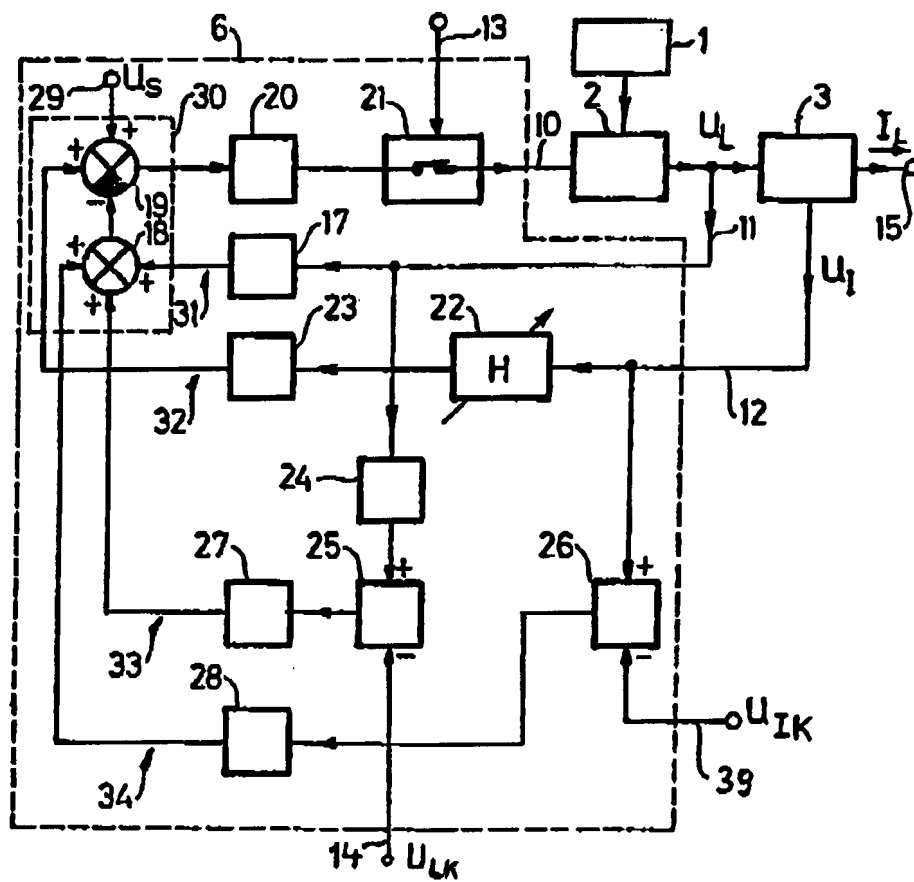
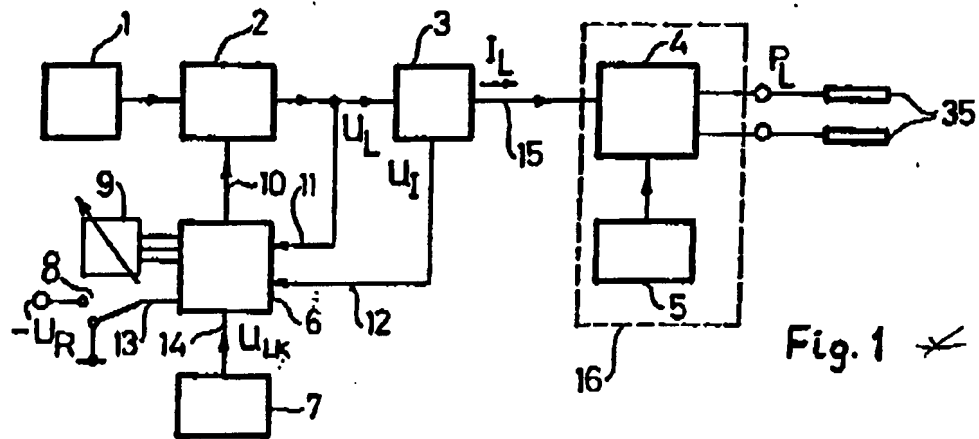
50

55

60

65

- Leerseite -





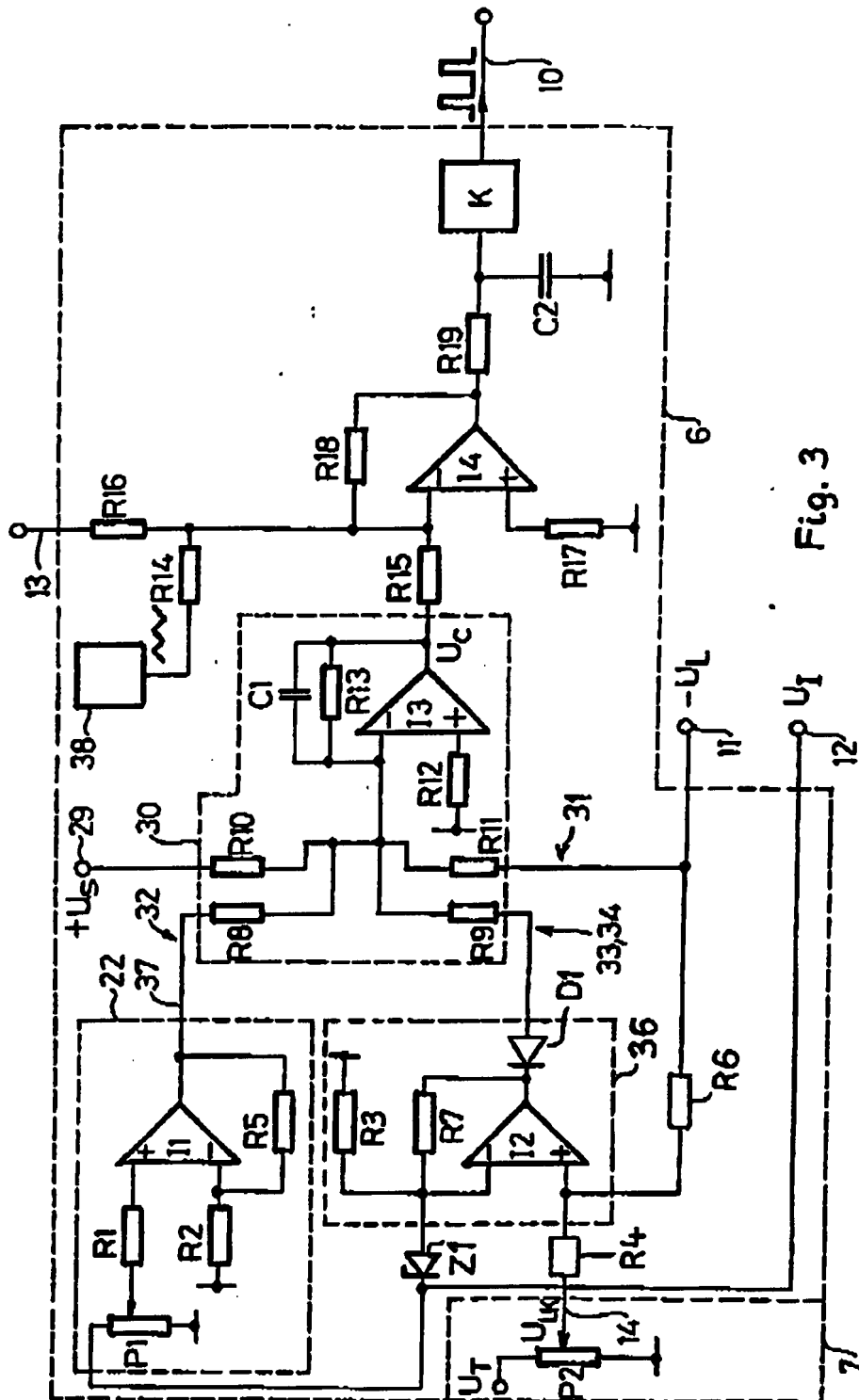


Fig. 3

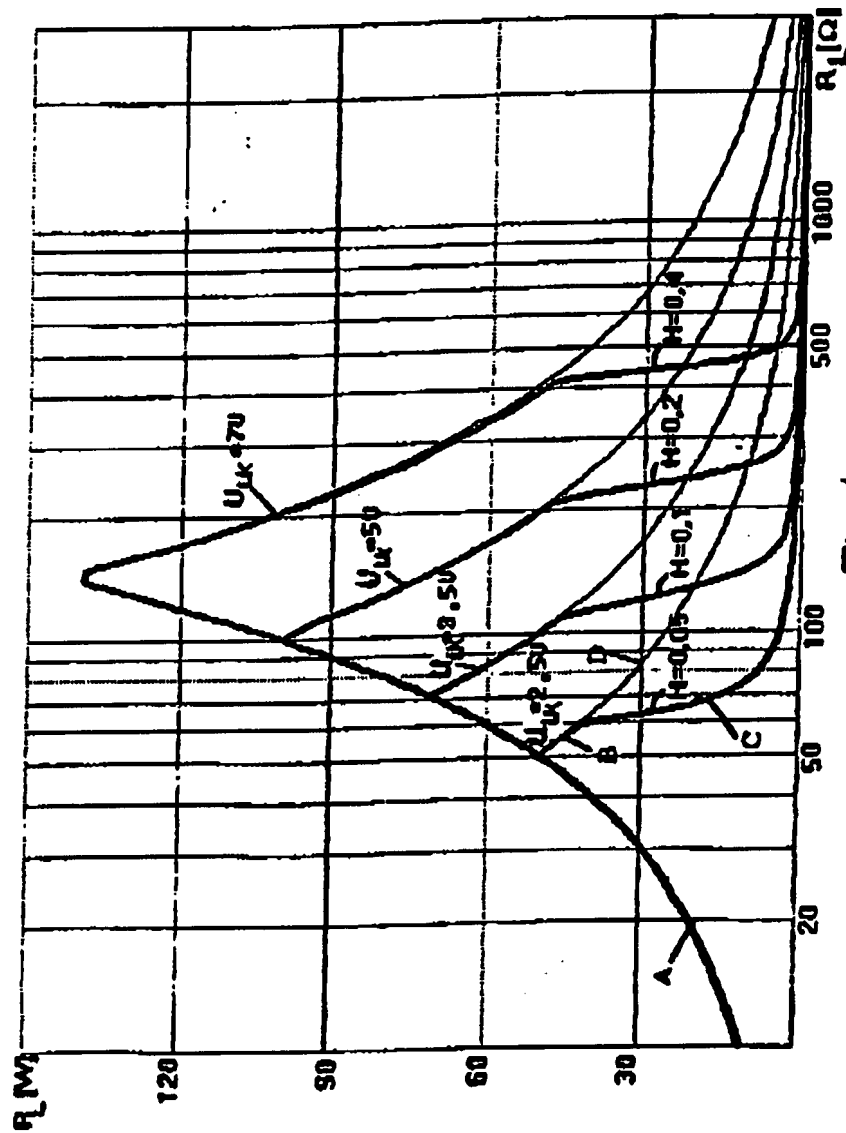


Fig. 4